

# Studi Eksperimental *Fuzzy FES Control* untuk Pergerakan *Knee Joint*

Stanley Setiawan, Achmad Arifin, Fauzan Arrofiqi, Aidatunisadina Linazizah Basith dan Mohammad Nuh  
Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS)  
Jl. Arief Rahman Hakim, Surabaya 60111  
E-mail: arifin@ee.its.ac.id

**Abstrak**—Pada tugas akhir ini telah dikembangkan sebuah perangkat *wearable functional electrical stimulation* untuk merestorasi gerakan pada *knee joint*. Perangkat keras dirancang dengan menggunakan sensor *accelerometer* dan *gyroscope* yang dapat mengukur posisi dan kemiringan sudut, dan rangkaian *electrical stimulator* yang dapat menstimulasikan otot untuk melakukan *knee extension* dan *knee flexion*. Pada pengujian sistem sensor, dilakukan pengukuran pada model kaki statis yang digerakkan dan didapatkan nilai RMSE pada *knee joint* sebesar  $0.714^\circ$ . Pada pengujian rangkaian *electrical stimulator* tegangan maksimum yang dapat dihasilkan sebesar 95 Volt, dengan frekuensi 20 Hz dan lebar pulsa sebesar 200  $\mu$ S. Untuk menguji pada subyek, elektroda ditempatkan pada otot *biceps femoris long head* untuk melakukan *knee flexion* dan otot *vastus femoris* untuk *knee extension*. Besarnya tegangan pada saat stimulasi *knee flexion* umumnya lebih besar daripada stimulasi *knee extension*. Hasil pembacaan sensor pada subyek kemudian akan dijadikan sebagai *feedback* untuk sistem kendali *cycle-to-cycle control* yang dikendalikan oleh *fuzzy rule based system*. Untuk melakukan *knee extension*, metode yang digunakan adalah *multiple input single output* (MISO) yang menggunakan nilai *error* dan *desired range* sebagai input, sedangkan dalam melakukan *knee flexion* digunakan *single input single output* (SISO) yang hanya menggunakan nilai *error* sebagai input. Keluaran *fuzzy system* ini adalah  $\Delta TB$  sebagai *burst duration* dari stimulasi yang dihasilkan

**Kata Kunci**—*Cycle-to-cycle control*, FES, *unctional electrical stimulation*, Fuzzy, *Knee joint*

## I. PENDAHULUAN

PENYAKIT seperti stroke dan kelumpuhan ruas tulang belakang (*spinal cord injury*) pada umumnya menyerang sistem saraf dan dapat menyebabkan degenerasi yang cepat pada otot-otot *skeletal* yang mengakibatkan paralisis [1]. Pada umumnya, pasien penderita penyakit tersebut mengikuti program *fisioterapi* yang salah satunya adalah *Functional Electrical Stimulation* (FES).

Sistem kerja dari FES ini dilakukan dengan memberikan stimulus elektris pada otot *skeletal* untuk menghasilkan kontraksi. Dengan adanya kontraksi, maka otot akan menghasilkan torsi pada persendian-persendian yang menyebabkan terjadinya gerakan [2]. Pada umumnya, FES yang biasa ditemui di rumah sakit berukuran cukup besar dan diperlukan proses kalibrasi yang panjang sehingga tidak semua orang dapat menggunakannya. Sedangkan, penggunaan FES yang intens dapat memperbaiki mekanisme

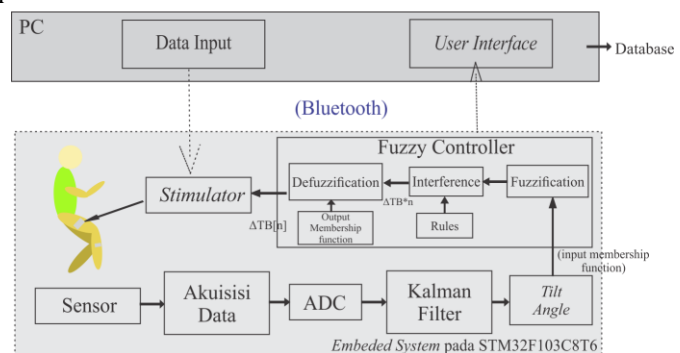
pemulihan pada anggota tubuh yang distimulus lebih cepat.

FES yang *wearable* pada umumnya dilengkapi dengan sensor gerakan untuk *gait analysis* (analisa berjalan) dan juga bagian *stimulator*. Pada bagian *stimulator*, FES akan menghasilkan pulsa yang akan menstimulus otot – otot yang telah ditentukan. Sebuah *mikrokontroler* digunakan untuk membangkitkan pulsa stimulus. Selain *mikrokontroler*, rangkaian *driver* juga ditambahkan pada FES agar didapat FES dengan jumlah *channel* yang banyak. Sistem sensor *gait analysis* digunakan untuk melihat perubahan sudut dan juga arah yang dihasilkan dari anggota tubuh yang digerakkan. Pada gerakan *extension* dan *flexion* pada senci lutut (*knee joint*), sistem sensor akan membaca sudut yang dihasilkan. Selain itu, dengan adanya sistem kendali *cycle-to-cycle control*, maka hasil pembacaan sudut dari sensor akan digunakan sebagai input pada sistem kendali. Sudut yang tercapai akan dibandingkan dengan sudut referensi (*reference angle*) dan durasi stimulus akan diatur secara otomatis.

## II. METODE PENELITIAN

### A. Perancangan Sistem

Diagram blok untuk sistem FES ini dapat dilihat pada Gambar 1. Perancangan sistem dibagi menjadi 2 bagian, yaitu perancangan pada *software* dan *hardware*. Sistem pada *hardware* akan meliputi rangkaian *electrical stimulator* dan *sensor system*. Sedangkan pada perancangan *software* dibagi menjadi 2, yaitu *embedded system* dan *user-interface*. Pada saat akan dilakukan stimulasi pengguna akan memasukkan data input yang berupa besarnya tegangan input, durasi tiap *cycle* dan juga durasi pada *driver channel* yang berfungsi untuk menentukan lama stimulasi pada otot subyek pada *user interface*. Setelah stimulator berjalan, maka sensor akan membaca sudut yang dihasilkan oleh segmen *knee joint*



Gambar 1. Diagram blok sistem *wearable FES*

tersebut. Hasil pembacaan sensor akan diproses secara *embedded* pada *mikrokontroler* STM32F103C8T6. Hasil pembacaan sensor akan melalui proses *pre-processing* yang terdiri dari filter HPF dan filter kalman yang kemudian akan dijadikan sebagai *feedback* sistem *cycle-to-cycle* dengan menggunakan *fuzzy controller*. Dari hasil keluaran *fuzzy* akan dihasilkan nilai  $\Delta TB$  untuk mengatur durasi yang baru. Keseluruhan sistem ini akan dimonitor oleh *user-interface program* dan data hasil percobaan akan dimasukkan kedalam database dalam bentuk \*.txt.

### B. Perancangan Electrical Stimulator

Diagram blok sistem *electrical stimulator* dapat dilihat pada Gambar 2. Rangkaian ini akan ditempatkan pada modul *slave* pada segmen *shank*. Pada rangkaian *electrical stimulator*, pulsa yang dikehendaki adalah sebagai berikut [3]:

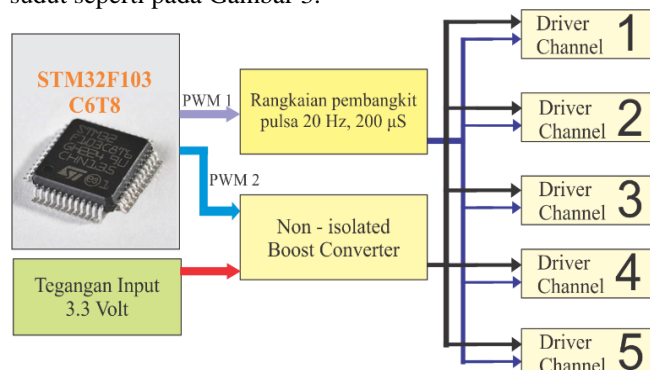
- Pulsa *monophasic*
- Tegangan maksimum 100V
- Lebar pulsa 200  $\mu S$
- Frekuensi pulsa 20 Hz

Dalam merealisasikan tegangan hingga 100 V, dibutuhkan rangkaian *non-isolated boost converter*. Rangkaian ini akan ditempatkan dalam modul *slave* dan berukuran kecil dan ringkas. Prinsip kerja dari rangkaian *boost converter* didasari oleh mekanisme saklar. Saklar akan berfungsi untuk melakukan *charge-discharge* pada kapasitor dan induktor. Dalam perancangan, sebagai pengganti saklar, akan digunakan transistor SMD jenis MMBTA42 (NPN) untuk melakukan proses *switching*.

Setelah rangkaian dapat menghasilkan 100 Volt, langkah selanjutnya adalah membangkitkan pulsa dengan frekuensi 20 Hz dan lebar 200  $\mu S$ . Rangkaian pembangkit ini menggunakan *half H-bridge* yang dirancang dengan transistor PNP dan NPN. Pada bagian akhir rangkaian, keluaran hasil pembangkit tegangan ini akan dimasukkan kedalam rangkaian *driver channel* agar pada saat stimulasi, dapat ditentukan dimana *channel* yang digunakan.

### C. Perancangan Sistem Sensor

Dalam upaya merealisasikan suatu sistem *closed-loop*, maka dibutuhkan sebuah *feedback*. Pada penelitian ini, nilai *feedback* yang digunakan adalah nilai pengukuran sudut pada *knee joint* yang menggunakan modul *accelerometer* dan *gyrometer* yang di tempatkan pada kedua modul *master* dan *slave*. Modul *accelerometer* yang digunakan adalah GY-61 yang dilengkapi oleh sensor MEMS tipe ADXL35, sedangkan *gyroscope* yang digunakan adalah ENC-03. Kedua sensor tersebut akan digabung menjadi satu untuk mendapatkan suatu sudut seperti pada Gambar 3.



Gambar 2. Diagram blok sistem *electrical stimulator*

*Accelerometer* adalah sebuah alat yang dapat mengukur 3 derajat kebebasan (*degree of freedom / DOF*) yang berbeda. Ketiga DOF itu adalah poros x, y dan z. Pada ADXL35, skala penuh yang dapat terukur sebesar 3g, dimana 1 g adalah 9,81 m/detik<sup>2</sup>. Untuk mendapatkan sudut pada satu titik, digunakan persamaan berikut yang telah diberikan oleh *datasheet*.

$$V_{out} = V_{offset} + S * \sin \theta \quad (1)$$

Sudut yang dicari dituliskan pada  $\sin \theta$ , sedangkan S adalah nilai sensitifitas dan  $V_{offset}$  adalah nilai tegangan yang keluar pada saat sumbu 0g.

*Gyroscope* adalah suatu alat ukur yang mampu mengukur kecepatan sudut dalam satuan  $^{\circ}/s$  (deg/sec). Berbeda dengan *accelerometer*, sensor ini hanya dapat mengukur 1 sumbu. Percepatan angular maksimum yang dihasilkan oleh sensor ini sebesar 300. Untuk mendapatkan kecepatan sudut dan posisi sudut *gyroscope*, maka digunakan persamaan yang didapatkan dari *datasheet* pada persamaan 2 dan 3.

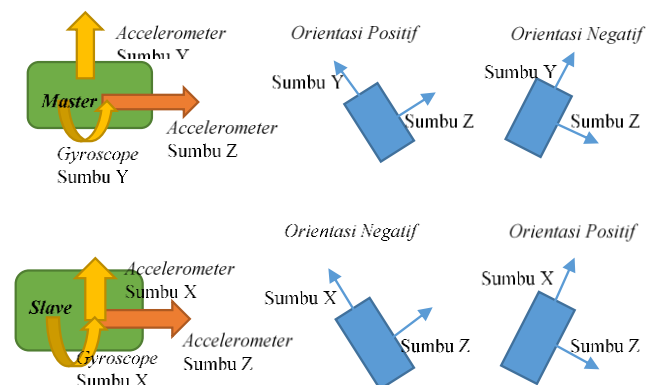
$$\theta_n = \theta_{n-1} + \omega_n \cdot dt \quad (2)$$

$$\omega_n = \frac{V_{out} - V_{zero offset}}{S} \quad (3)$$

Dari persamaan tersebut, akan didapatkan  $\theta_n$  sebagai posisi sudut yang diukur pada saat  $-n$ ,  $\omega_n$  merupakan kecepatan sudut *gyroscope*,  $dt$  adalah *time sampling* yang digunakan rangkaian,  $V_{offset}$  merupakan tegangan pada saat 0g, dan S adalah sensitivitas.

Agar didapatkan pengukuran yang benar-benar akurat dalam mengukur sudut persendian lutut (*knee-joint*), maka diperlukan penempatan posisi sensor pada segmen *thigh* dan *shank*. Pada modul *master* yang ditempatkan pada segmen *thigh*, digunakan *accelerometer* untuk sumbu Z dan Y. Sedangkan untuk *gyroscope* sensor ditempatkan searah dengan sumbu Y. Namun, untuk modul *slave*, digunakan *accelerometer* untuk sumbu Z dan X, dan untuk sumbu *gyroscope* digunakan sumbu X. Digunakan 2 sumbu pada sensor *accelerometer* dikarenakan pada saat percobaan pengukuran, penggunaan 1 sumbu akan menimbulkan pembacaan yang kurang akurat, maka dari itu, penggunaan 2 sumbu dimaksudkan untuk saling melengkapi dan saling menghilangkan nilai sudut yang tidak dapat terbaca oleh sumbu yang satu. Untuk mendapatkan sudut kemiringan dari kedua modul tersebut maka dapat dituliskan pada persamaan 4.

$$\theta_{b,t,s} = \text{ArcTan} \left( \frac{A_z}{A_x} \right) \quad (4)$$



Gambar 3. Axis yang digunakan pada modul *master* (a) dan modul *slave* (b)

#### D. Perhitungan Knee Joint Angles Berdasarkan Sensor Fusion

Setelah mendapatkan besaran sudut pada segmen *thigh* dan *shank*, maka diperlukan sebuah persamaan untuk menghitung kemiringan dari *knee joint*, sebagai gabungan dari kedua segmen. Setelah didapatkan sudut pada setiap segmen pada persamaan (6), hasil pembacaan yang dalam satuan radian perlu dikalikan dengan  $\frac{180}{\pi}$ . Hasil pada Sumbu X, Y dan Z adalah vektor akselerasi pada *accelerometer* dalam satuan g. Berlandaskan persamaan sudut *tilt* dan sketsa *free body diagram*, maka persamaan untuk mendapatkan *knee joint angle* dapat dihitung dengan persamaan:

$$\theta_k = \theta_t - \theta_s \quad (5)$$

Setelah mendapatkan nilai sudut *tilt* dalam sistem FES dengan baik maka dibutuhkan sebuah metode *preprocessing*. Dikarenakan sudut yang didapatkan cukup rentan terhadap *noise* atau gangguan dikarenakan sensitivitas dari sensor-sensor tersebut. Oleh karena itu diperlukan sebuah filter untuk menghilangkan gangguan-gangguan tersebut. Selain itu, karena sifat sensor – sensor yang terlalu sensitif, diperlukan sebuah metode untuk meminimalisir kesensitifitasan dari sensor *accelerometer* dan *gyroscope*. Metode tersebut disebut juga sebagai *Kalman Filter*.

Dalam proses ini, digunakan *low pass filter 2<sup>nd</sup> order* yang akan meredam *noise* dari keluaran sensor. Proses ini akan menggunakan filter dengan frekuensi cutoff 4Hz. Setelah mendapatkan nilai yang telah difilter, maka hasil tersebut akan diproses didalam *kalman filter*, untuk mengestimasi nilai sudut yang akan dihasilkan. Filter ini dapat menggabungkan nilai *gyroscope* yang mengukur sudut *tilt* secara dinamis dan presisi namun cenderung melayang, dan nilai *accelerometer* yang kurang stabil dalam keadaan dinamis namun tidak ada kecenderungan untuk melayang. Prinsip dari filter ini adalah *predict* atau mengestimasi dan *correct* atau mengoreksi. Pada fase *predict*, sudut yang dihitung merupakan sudut dari *gyroscope* yang diintegrasikan terhadap waktu, sedangkan pada fase *correct* merupakan perbaikan nilai *drift* dari hasil *gyroscope*.

#### E. Fuzzy Controller untuk Kendali Cycle-to-cycle Control

Sebelum melakukan pembahasan pada *fuzzy controller*, maka akan dilakukan pembahasan terlebih dahulu tentang *cycle-to-cycle control*. Dengan menggunakan *cycle-to-cycle control*, setiap otot akan di stimulasi oleh sebuah rentetan stimulus yang berada didalam satu durasi. Stimulus yang dihasilkan akan memiliki amplitudo, frekuensi dan lebar pulsa yang sama untuk membuat target otot bergerak seperti yang diinginkan. Sistem kendali ini akan dapat menghasilkan lama durasi (*burst duration*) dari sinyal stimulus yang akan ditentukan dari penggunaan *fuzzy controller*. Persamaan untuk *cycle-to-cycle control* dituliskan pada persamaan 6. Nilai  $TB_{[n-1]}$  adalah durasi dari pulsa stimulus yang diberikan pada siklus sebelumnya, nilai  $\Delta TB_{[n]}$  adalah nilai output kontroler, sedangkan nilai  $\Delta TB$  akan didapatkan dari *fuzzy controller*.

$$\Delta TB_{[n]} = TB_{[n-1]} - \Delta TB \quad (6)$$

Sistem kendali *fuzzy* adalah sebuah metode pengaturan yang berdasarkan dengan logika ketidak pastian (*fuzzy*). Dalam kata lain, skema dari sistem kendali ini dapat di tuliskan dalam

bentuk *if – then*. Sistem kontrol *fuzzy* memiliki 3 bagian penting, yang pertama adalah *fuzzification*. Pada proses ini, diberikan nilai – nilai dan derajat keanggotaan sebagai masukan. Input dalam hal ini adalah nilai *error* yang dihasilkan apabila dibutuhkan pergerakan *knee flexion*. Pada saat dibutuhkan gerakan *knee extension* sistem ini akan menggunakan nilai *error* dan nilai *desired range* (sudut yang diinginkan) sebagai nilai masukan. Nama lain dari skema ini adalah *single-input-single-output* (SISO) untuk *knee flexion*, dan *multiple-input-multiple-output* (MISO) untuk gerakan *knee extension*. Nilai sudut referensi pada kedua gerakan tentunya berbeda. Pada *knee extension*, sudut referensi yang digunakan adalah 15° sedangkan pada *knee flexion* sebesar 69°. Semua sudut referensi diambil dari titik 0° pada *knee joint*.

Seperti yang telah disebutkan, kedua sistem kendali ini menggunakan nilai *error* sebagai nilai masukan. Untuk mendapatkan nilai *error* digunakan pengurangan nilai sudut yang dituju dengan nilai sudut maksimum yang tercapai oleh subyek pada saat itu. Persamaan ini dapat dilihat pada persamaan 7.

$$Error = \theta_{target} - \theta_{max} \quad (7)$$

Sedangkan nilai *desired range* didapatkan dari hasil perbedaan dari sudut *extension* pada siklus saat ini, dibandingkan dengan sudut referensi pada kontak awal. Dengan kata lain, *desired range* adalah trayektori yang akan ditempuh oleh segmen yang akan distimulasi. Pada rancangan ini,  $\theta_{target}$  yang digunakan untuk gerakan *knee extension* adalah 15° sedangkan untuk gerakan *knee flexion* adalah 69°. Dalam merancang kontroler *fuzzy*, maka variabel input pada “error” dan “desired range” dibedakan menjadi 7 istilah linguistik: *negative large* (NL), *negative medium* (NM), *negative small* (NS), *zero* (Z), *positive small* (PS), *positive medium* (PM) dan *positive large* (PL). Aturan pada sistem kendali *fuzzy* ini dapat dilihat pada Tabel 1 untuk sistem kendali MISO dan Tabel 2 untuk sistem kendali SISO.

Tabel 1.  
Tabel fuzzy rule untuk kendali MISO

		Desired Range		
		S	M	L
Error	NL	PL	PL1	PL2
	NM	PM	PL2	PL2
	NS	PS	PM	PL1
	Z	Z	Z	Z
	PS	NS	NM	NL
	PM	NM	NL	NL1
	PL	NL	NL1	NL2

Tabel 2.  
Tabel fuzzy rule untuk kendali SISO

Error	NL	NM	NS	Z	PS	PM	PL
$\Delta TB$	PL	PM	PS	Z	NS	NM	NL

Tabel 3.  
Nilai sudut yang digunakan untuk nilai *error* pada MISO

Keterangan	Nilai Minimum	Nilai Puncak	Nilai Maksimum
NL	-15	-12	-9.5
NM	-10.5	-8	-5.5
NS	-6.5	-4	-1.5
Z	-2.5	0	2.5
PS	1.5	4	6.5
PM	5.5	8	10.5
PL	9.5	12	15

Tabel 4.  
Nilai sudut yang digunakan untuk nilai *desired range* pada MISO

Keterangan	Nilai Minimum	Nilai Puncak	Nilai Maksimum
NL	-15.1	-11.5	-9.5
NM	-10	-7.5	-5
NS	-5.5	-3	-0.5
Z	-1	0	1
PS	0.5	1.5	2.5
PM	2	3	4
PL	3.5	4.5	4.9

Cara pembacaan dari tabel 1 dan 2 dapat menggunakan analogi *if – then*. Misalkan input pada *error* yang dihasilkan berada pada kisaran PS (*positive small*), dan input pada *desired range* berada pada kisaran *medium*. Maka hasil *output*, yaitu nilai  $\Delta T_b$  yang dihasilkan berada pada NM (*negative medium*). Dalam implementasinya, kedua sistem kendali ini menggunakan nilai sudut yang tertera dalam kondisi-kondisi yang telah ditetapkan. Nilai sudut yang digunakan untuk sistem kendali MISO dapat dilihat pada Tabel 3 dan Tabel 4. Sedangkan, untuk sistem kendali SISO, besaran yang digunakan dalam penentuan nilai *error* dapat dilihat pada Tabel 5.

Tabel 5.  
Nilai sudut yang digunakan untuk nilai *error* pada SISO

Keterangan	Nilai Minimum	Nilai Puncak	Nilai Maksimum
NL	-81	-35	-25
NM	-27.5	-17.5	-7.5
NS	-10	-5	0
Z	-2.5	0	2.5
PS	0	5	10
PM	7.5	17.5	27.5
PL	25	35	69

Tabel 6.  
Nilai sudut yang digunakan untuk nilai  $\Delta T_b$

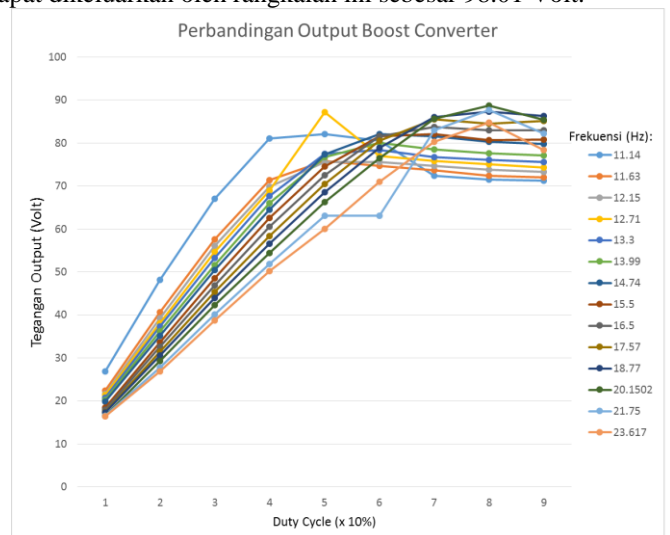
Keterangan	Nilai Minimum	Nilai Puncak	Nilai Maksimum
NL	-350	-300	-225
NM	-275	-200	-125
NS	-175	-100	-25
Z	-75	0	75
PS	25	100	175
PM	125	200	275
PL	225	300	350

Setelah mendapatkan kisaran dimana  $\Delta T_b$  akan didapatkan, maka diperlukan sebuah metode *defuzzification* untuk merubah nilai hasil *fuzzification* yaitu bilangan *fuzzy* menjadi nilai pasti atau disebut *crisp set*. Pada perencanaan, metode *defuzzification* yang digunakan adalah metode *Centroid*. Setelah mendapatkan nilai  $\Delta T_b$ , maka hasil tersebut akan ditambahkan pada *burst duration* (lama durasi) stimulasi pada otot pasien.

### III. HASIL PENGUJIAN DAN ANALISA

#### A. Uji Coba Rangkaian Electrical Stimulator dan Sensor

Langkah pertama, dilakukan ujicoba pada rangkaian *non-isolated boost converter* untuk melihat tegangan output yang dihasilkan. Percobaan ini dilakukan dengan merubah nilai frekuensi setiap 1 KHz dari 9 KHz hingga 22 KHz dengan nilai *dutycycle* yang bervariasi. Hasil keluaran nilai *boost converter* dapat dilihat pada Gambar 4. Gambar tersebut merupakan grafik hasil keluaran *boost converter* pada frekuensi yang berbeda. Dari hasil yang didapatkan, setiap frekuensi yang digunakan akan menghasilkan tegangan yang berbeda-beda. Selain nilai tegangan yang berbeda, terdapat juga beberapa tegangan yang menurun ketika *duty cycle* digunakan dalam nilai tertentu. Maka diputuskan untuk menggunakan frekuensi 20 KHz untuk rangkaian *boost converter*. Tegangan maksimum yang dihasilkan pada saat digunakan frekuensi ini sebesar dan tegangan maksimum yang dapat dikeluarkan oleh rangkaian ini sebesar 98.01 Volt.

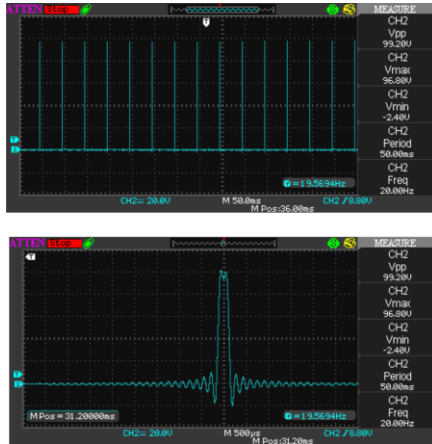


Gambar 4. Perbandingan tegangan output *boost converter* terhadap *duty cycle* dan frekuensi

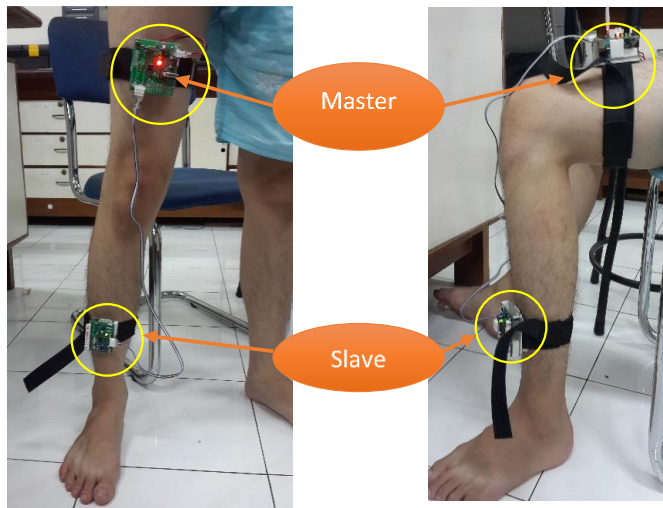
Setelah dilakukan ujicoba pada rangkaian *boost converter*, maka dilakukan ujicoba pada rangkaian pembangkit sinyal 200  $\mu$ S, 20Hz, 100 V. Uji coba ini menggunakan *oscilloscope* untuk melihat hasil lebar pulsa dan frekuensi yang dihasilkan oleh rangkaian apabila tidak diberikan beban seperti pada Gambar 5. Pulsa yang dihasilkan merupakan hasil keluaran pada *mikrokontroler* pada PWM2. Tegangan maksimum hasil rangkaian ini hanya dapat mencapai 98 Volt, namun hal tersebut tidak menjadi masalah karena hasil keluaran sudah mendekati rancangan yang diinginkan dan dengan tegangan



sebesar 98 Volt, diyakini sudah dapat menggerakkan otot subyek.



Gambar 5. Perbandingan tegangan output *boost converter* terhadap *duty cycle* dan frekuensi

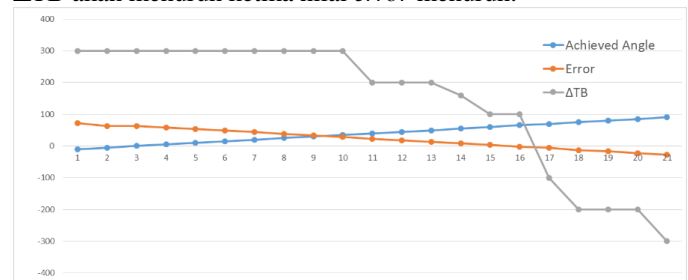


Gambar 6. Pelekatkan modul *master* dan *slave* pada subyek kondisi berdiri dan duduk

Pada pengujian sensor, kedua modul ditempatkan pada *thigh* dan *shank* seperti pada Gambar 6. Rangkaian yang digunakan ada 2, yaitu rangkaian *Master* yang di letakkan pada segmen *thigh* dan rangkaian *Slave* yang ditempatkan pada segmen *shank*. Untuk mengetahui keakuratan dari pembacaan sensor, maka digunakan digunakan model kaki statis dengan perbandingan 1:1 dengan kaki manusia dan dilakukan pengukuran pada setiap sudutnya. Pengukuran sudut dengan model kaki ini dimulai dari sudut  $-10^\circ$  hingga sudut  $90^\circ$  yang menggambarkan pergerakan ketika kaki bergerak *flexion* yaitu pada saat  $90^\circ$  dan pergerakan *extension* yaitu pada saat  $-10^\circ$ . Sudut yang terukur sudah menunjukan hasil yang baik dan perbedaan hasil pengukuran dengan hasil yang sebenarnya dibandingkan dengan metode *Real Mean Square Error* (RMSE). Hasil yang didapatkan adalah  $0.714^\circ$ . Hasil ini merupakan hasil yang baik, dan dapat digunakan sebagai nilai *feedback* sistem FES.

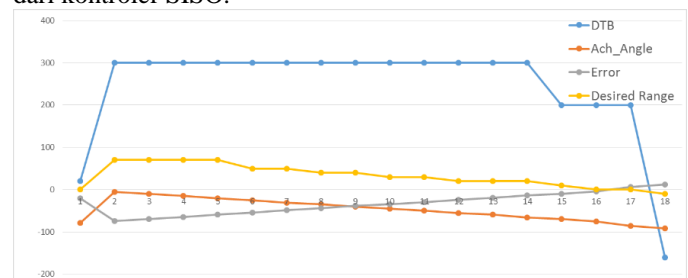
## B. Uji Coba Kontroler

Seperti yang diketahui, hasil keluaran dari kontroler ini adalah nilai  $\Delta TB$ , yang didapatkan dari kontroler SISO dan kontroler MISO. Kedua pengujian ini menggunakan kaki statis sebagai penggerak, dan nilai setiap hasil pengukurannya dicatat dan digambarkan dalam grafik. Pada pengujian sistem kontrol SISO, nilai yang digunakan sebagai input adalah nilai *error* dari pengukuran sudut referensi dan sudut tercapai. Kaki statis digerakkan dari sudut  $-10^\circ$  hingga sudut  $90^\circ$ . Sistem kontrol akan menghitung derajat keanggotaan dan akan menentukan nilai  $\Delta TB$  pada setiap *cycle*. Grafik hasil percobaan ini dapat dilihat pada Gambar 7. Pada gambar dapat terlihat dengan jelas bahwa nilai *error* akan berbanding terbalik dengan nilai *achieved angle* yaitu sudut yang tercapai. Dari hasil nilai *error* tersebut, dapat terlihat juga bahwa nilai  $\Delta TB$  akan menurun ketika nilai *error* menurun.



Gambar 7. Perbandingan nilai *error*,  $\Delta TB$  dan sudut yang tercapai pada kontroler SISO

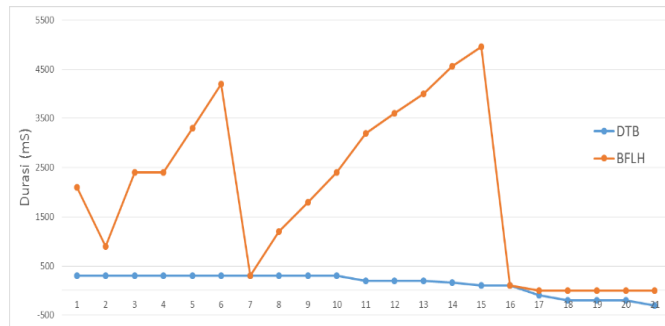
Pada pengujian kontroler MISO, sesuai namanya maka nilai input yang digunakan adalah nilai *error* dan nilai *desired range*. Nilai *error* yang digunakan pada kontroler ini menggunakan metode yang sama seperti kontroler SISO. Sedangkan nilai *desired range* dapat diartikan sebagai trayektori yang akan ditempuh oleh segmen ketika akan distimulus. Sama seperti kontroler SISO, hasil keluaran dari sistem kontrol ini adalah nilai  $\Delta TB$ . Hasil nilai  $\Delta TB$  adalah nilai durasi yang akan ditambahkan pada durasi stimulator. Jadi, semakin besar nilai  $\Delta TB$ , semakin besar pula perubahan nilai durasi yang akan disalurkan pada subyek. Hal ini dapat terlihat dengan jelas pada grafik. Namun ketika durasi rangkaian sudah mencapai titik tertentu, yang pada percobaan ini ditentukan sebesar 5 detik, maka nilai durasi akan menjadi 0 dan akan ditambahkan kembali apabila nilai  $\Delta TB$  tetap sama. Nilai  $\Delta TB$  digambarkan pada Gambar 8 sebagai bagian dari kontroler SISO.



Gambar 8. Perbandingan nilai *error*,  $\Delta TB$  dan sudut yang tercapai pada kontroler SISO

### C. Uji Coba Subyek

Setelah melewati percobaan kontroler, maka dapat dikatakan bahwa perangkat sudah siap diujikan kepada subyek. Uji coba dilakukan dengan menempatkan elektroda pada lokasi otot *biceps femoris long head* (BFLH) yang berada pada kaki bagian *posterior*, seperti pada Gambar 9. Data yang diambil pada saat melakukan proses uji coba respon stimulator ini adalah stimulus minimum yang akan dirasakan subyek sesaat sebelum segmen subyek dapat bergerak, dan stimulus maksimum yang akan dirasakan subyek pada saat subyek melakukan *knee flexion* maksimum.



Gambar 9. Grafik perbandingan nilai  $\Delta TB$  dengan durasi *burst duration* pada pin BFLH

Tabel 7.  
Perbandingan respon stimulus pada subyek

Subyek	Berat Badan	Stimulus Minimum	Stimulus Maximum
A	80	51	60
B	60	35	50
C	83	60	90

Hasil yang didapatkan adalah bahwa respon setiap subyek berbeda-beda. Dari ketiga subyek yang digunakan, dapat terlihat bahwa bentuk segmen *thigh* mempengaruhi peletakan elektroda, dimana letak otot BFLH juga mengikuti bentuk segmen *thigh* setiap orang. Selain itu, berat badan juga mempengaruhi hasil respon. Subyek yang memiliki berat badan yang lebih berat membutuhkan stimulus yang lebih besar dibandingkan subyek dengan berat badan ringan. Hasil percobaan dapat dilihat pada Tabel. Subyek A dan C memiliki berat badan yang cukup tinggi. Selain itu, bentuk segmen *thigh* yang dimiliki kedua subyek juga lebih lebar dibandingkan dengan subyek B. Dari hasil percobaan ini dapat disimpulkan bahwa subyek dengan berat yang cukup tinggi membutuhkan stimulus yang lebih besar.

## IV. KESIMPULAN DAN SARAN

Sistem kontrol *cycle-to-cycle* dengan *fuzzy rule system* terbukti cukup handal. Hasil yang dikeluarkan oleh  $\Delta Tb$  sesuai dengan hasil masukan yang berupa *error* dan *desired range* pada model kaki statis. Namun, untuk mendapatkan hasil yang baik pada subyek, peletakan elektroda pada otot kaki sangat berpengaruh pada hasil. Posisi otot pada setiap subyek akan berbeda, maka dari itu diperlukan keahlian untuk mencari lokasi otot yang akan digunakan. Hasil *error* yang dihasilkan

dari sistem ini terbukti memiliki nilai yang cenderung kecil, dan sudut yang tercapai sudah mendekati sudut referensi yang digunakan. Respon stimulasi yang dihasilkan oleh subyek bergantung dari fisiologi subyek dan juga berat badannya. Semakin berat subyek, maka tegangan yang digunakan juga lebih besar daripada subyek yang memiliki berat lebih ringan.

## UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan rasa syukur kepada Tuhan YME karena atas rahmatNya dan penyertaanNya, penulis dapat menyelesaikan penelitian ini. Terimakasih juga kepada kedua orang tua penulis atas bantuan materil dan moril. Ucapan terimakasih kepada bapak dosen pembimbing, kakak kelas dan teman – teman seperjuangan yang telah memberikan fasilitas kepada penulis dan mendukung dalam menyelesaikan penelitian ini.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] Barbara M. Doucet, Amy Lam, dan Lisa Griffin. “*Neuromuscular Electrical Stimulation for Skeletal Muscle Function*”. Yale J Biol Med. 2012; 85(2): 201 – 215. [NCBI]
- [2] Cheryl L. Lynch, G.M. Graham, dan M. R. Popovic. “*Including non – ideal Behaviour in Simulations of Functional Electrical Stimulation Applications*”. Artificial organs, 35(3): 267 – 269, 2011. [Individual.utoronto.ca]
- [3] Arifin, A., T. Watanabe dan T. Masuko. “*Application of Knowledge Engineering and Fuzzy System in Realizing Cycle – to – Cycle Control Method for Swing Phase of FES – induced Gait*”. International Symposium on Medical, Bio – and Nano – Electronics, 3<sup>rd</sup> Edition 2008, pp.43-51.